

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Kineziologický rozbor vybraných svalových skupin při jízdě na in line
bruslích s holemi a bez holí**

Vedoucí práce:
Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:
Daniel Baustein

Praha, září 2007

Abstrakt:

Název: Kineziologický rozbor vybraných svalových skupin při jízdě na in line bruslích s holemi a bez holí

Kinesiology activity analysis of the chosen muscular groups during inline skating with and without poles.

Cíl práce: Kineziologický rozbor vybraných svalových skupin zapojujících se během jednoho pohybového cyklu při jízdě na in line bruslích s oporou a bez opory holí.

Metoda: EMG měření v kombinaci se synchronizovaným videozáznamem.

Výsledky: Při srovnání jízd na in-line bruslích bez holí a s holemi jsme našli významné rozdíly v posloupnosti zapojování svalů do práce a neefektivního zapojení některých svalových skupin, které bylo zřejmě způsobeno nedokonalou technikou jízdy a neustáleným pohybovým stereotypem probanda.

Klíčová slova : inline bruslení s holemi a bez holí, EMG,

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární
prameny v práci použité.

V Praze dne 04.09. 2007

Daniel Bauskeir
.....

Podpis diplomanta

Rád bych poděkoval:

Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení a poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce.

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:	Číslo občanského průkazu:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	------------------------------	------------------	-----------

Obsah:

1 Úvod	2
2 Přehled literatury	4
2.1 Pohybové hledisko	4
2.2 Historie in-line bruslení	4
3 Technika jízdy na in-line bruslích	6
3.1 Kineziologické hledisko	6
3.2 Oboustranné jednodobé bruslení s oporou	7
3.2.1 Fáze pohybového cyklu oboustranného bruslení jednodobého s oporou	9
4 Zdravotní rizika při in-line bruslení	12
5 Cíle a úkoly práce	13
5.1 Cíl práce	13
5.2 Úkoly práce	13
6 Metodická část	14
6.1 Obecná charakteristika výzkumu	14
6.2 Popis probanda	14
6.3 Popis místa měření	15
6.4 Popis techniky měření a použitých instrumentů	15
6.5 Elektromyografie	15
6.5.1 Metodologická poznámka	17
6.6 Design výzkumu	18
6.7 Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod	19
7 Výsledky práce	25
8 Diskuze	28
9 Závěr	31
10 Seznam bibliografických citací a jiných zdrojů	32

1 Úvod

Jízda na in-line bruslích se v poslední době stává velmi oblíbeným, dá se již říci že i masovým sportem. Vzhledem ke stále vznikajícím novým cyklistickým stezkám se zpevněným asfaltovým povrchem se tento sport v posledních letech rozvíjí rychlým tempem. Díky podobnosti pohybu s běžeckým lyžováním, kdy je do lokomoce zapojeno celé svalstvo pomocí svalových řetězců, je jízda na in-line bruslích považována společně s běžeckým lyžováním za sporty, které jsou velmi prospěšné lidskému zdraví. Při zvládnutí techniky jízdy je tento sport velice vhodný pro udržení dobrého zdravotního stavu pohybového systému. Jedná se o vytrvalostní sport, má tedy preventivní vliv na onemocnění srdečně cévního systému.

Pro in-line bruslení je velmi důležité zvládnout správnou koordinaci pohybů, abychom zapojili při opakovaném pohybu vždy stejné svaly ve stejném pořadí a s co nejpodobnější intenzitou. Při nekoordinovaném pohybu, kdy dochází k zapojení více svalů než je nutné, nebo k zapojení svalů v nesprávném pořadí dochází k většímu výdeji energie, jízda je více namáhavá a jezdec se dříve unaví.

U člověka dochází v průběhu posturální ontogeneze k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy v kraniálně kaudálním směru. Díky tomu se do lokomoce primárně zapojuje pletenec ramenní a až následně pánevní pletenec. Nejběžnější způsob lidské lokomoce je chůze. Ta má bipedální charakter, a to od doby, kdy dítě postoupilo od lezení po čtyřech, přes chůzi s oporou až po chůzi vzpřímenou. Horní končetiny změnily svoji lokomoční funkci z oporové na funkci vyrovnávací. Paže společně s trupem vyrovnávají působení torzních sil vznikajících při pohybu dolních končetin. U některých sportů, jako je i běh na lyžích volnou i klasickou technikou, in-line bruslení s holemi však nacházíme přímé zapojení pletence ramenního do lokomoce vpřed. Dalšími sporty, ve kterých je do lokomoce vpřed zapojen pletenec ramenní jsou například sportovní lezení, plavání, nordic walking, rychlostní kanoistika i kanoistika na divoké vodě, ze sportů pro tělesně postižené například jízda na handbiku a další. Člověk se při těchto sportech vrací jakoby ke kvadrupedální formě lokomoce. (Kračmar, 2002).

Výsledky výzkumů ze sportovní lokomoce a jejich srovnávání nám může přispět pro zkvalitnění sportovní přípravy v kterékoliv sportovní disciplíně a mohou být prevencí při vzniku patologických změn následkem vykonávání dlouhodobé sportovní činnosti nebo mohou pomoci tyto změny odhalit. Jsou přínosem při posouvání hranic v jednotlivých sportovních disciplínách, kdy kupříkladu analýzou pohybových stereotypů můžeme nalézt

nepatrné chyby či nesprávně zafixované pohybové stereotypy a tím pomoci k jejich odstranění či přebudování v pozitivním slova smyslu. Výsledek může přispět ke zlepšení technické složky výkonu špičkového sportovce a tím i k posunutí hranic výkonnosti a v důsledku celé sportovní disciplíny či sportovního odvětví. (Kračmar, 2002)

Cílem této práce je pomocí přenosného EMG přístroje sestrojeného na UK fakultě FTVS srovnat zapojení vybraných svalových skupin pohybového cyklu při in-line bruslení s holemi a bez holí.

EMG grafy vybraných svalů doplníme kinogramy zpracované ze synchronizovaných videozáznamů, které nám umožní srovnání fáze pohybu s EMG aktivitou vybraných svalů.

2 Přehled literatury

Kineziologickým rozbořením sportovní lokomoce se u nás v největší míře zabývá Kračmar. Ve své knize (Kračmar, 2002) charakterizuje pravidla lidské lokomoce při sportovním lokomočním pohybu, které připomínají průběh vývoje lidské motoriky. Vychází z poznatků vývojové kineziologie, fyzioterapie a léčebné rehabilitace. Principy které vytvořili Janda, Lewit, Vojta a Vele a v současnosti je aktualizuje a rozvíjí Kolář vysvětlují podstatu lidského pohybu. Kračmar aplikuje výsledků výzkumů patologických stavů, motorických poruch a oslabení, které předkládají současné metody fyzioterapie a léčebné rehabilitace do oblasti rozboru lokomočního pohybové činnosti u zdravé populace. Sleduje koordinaci pohybu u vybraných klíčových svalových skupin při bruslení na běžecích lyžích (volná technika) a srovnával ji s koordinací při bruslení na kolečkových lyžích s holemi. Nalezl kineziologickou podobnost pohybu obou sportovních aktivit, která dovoluje potvrdit náležitost užití kolečkových lyží jako specifického tréninkového prostředku pro bruslení na lyžích.

2.1 Pohybové hledisko

Jízda na in line bruslích, resp. jízda na in-line bruslích s oporou o hole, je lokomoční pohyb vytrvalostního charakteru a patří mezi nejkompexnější lokomoční pohyby, kdy v rámci lokomoce vpřed je do pohybu zapojeno svalstvo celého těla včetně paží a pletence ramenního. V případě opory o hůl pracuje pletenec ramenní v lokomočním režimu. Při jízdě na in-line bruslích, je důležitá koordinace pohybů. Když je koordinace ideální, aktivizují se vždy stejné svaly ve stejných fázích pohybů a přibližně ve stejné intenzitě. Při nekoordinovaném pohybu, kdy dochází k zapojení více svalů, než je nutné, nebo k zapojení svalů v nesprávném pořadí dochází k většímu výdeji energie, jízda je více namáhavá a svaly se dříve unaví. Důležité je též svalové uvolnění. Pro vytrvalostní sportovce je důležitá schopnost rychlého střídání svalového napětí a relaxace. Svalové uvolnění je velmi důležité. (Chovanec, Potměšil, Javorský, 1983)

2.2 Historie jízdy na in-line bruslích

Nejstarší dochované zprávy o vynálezci kolečkových bruslí jsou o Johnu Josephu Merlinovi, narozenému v Belgii r. 1735. Byl to známý výrobce hudebních nástrojů. Kromě hudebních nástrojů ovšem vyráběl i různé mechanické přístroje a mezi nimi byl i pár dřevěných kolečkových bruslí opatřených malými kovovými kolečky.

První kolečkové brusle byly napodobeninami bruslí na led, které v té době již byly dobře známé. Podobně jako nůž u bruslí na led také kolečka byly v jedné řadě, tedy in line. Byly usazeny v dřevěné destičce, která se připevňovala k noze koženými pásky. Kolečka byla dřevěná, kovová, nebo ze slonoviny.

V berlínské opeře se používaly tzv. rolitos, předchůdce dnešních in-line bruslí. Rolitos vymyslel Angličan Robert John Tyres v roce 1823.

Kolem r. 1840 bylo kolečkové bruslení populární v Německu. Výrobci, či vynálezci se stále snažili napodobovat tvar bruslí na led a stavěli kolečka za sebe. Dostupnost tehdejších materiálů ovšem nedovolila vyrobit opravdu funkční kolečkové brusle.

V roce 1863 sestrojil Američan James Plimpton kolečkové brusle se dvěma kolečky vpředu a dvěma vzadu. Dnes jim říkáme „quads“ a jsou ve stínu svých in-line kolegyní. Ve své době se však staly mnohem populárnější než in-line, pro jejich větší stabilitu, bezpečnost i funkčnost. Byly to totiž první brusle, na kterých se dalo opravdu zatačet. Říkalo se jim také "houpací" brusle". Plimpton otevřel bruslařský klub v New Yorku (www.in-line-online.cz)

Jízda na kolečkových bruslích se začala rozvíjet především po vynalezení kuličkového ložiska v roce 1884. Na přelomu století se jízda na kolečkových bruslích se stává populární zábavou pro muže a ženy. Během 20.let se začínají rozdělovat různé disciplíny na kolečkových bruslích a zvyšuje se také počet soutěží. Pod střechou hráli bohatí páni v americkém Newportu pólo na bruslích a hokej. Další pořádali soutěže v tanci a krasobruslení. Venku, muži i ženy závodili v rychlostních soutěžích.

V roce 1937 skupina majitelů sálů pro jízdu na kolečkových bruslích vytvořila sdružení pro podporu jízdy na kolečkových bruslích a ustanovila obchodní směrnice pro bruslařské kluby. Vzniká asociace RSROA (Roller Skating Rink Operators Association).

Brusle vypadaly obdobně jako dnešní, ale nezískaly si velkou popularitu především pro svou malou stabilitu, komfort a nefunkční brzdy. Chicago Skate Company ovšem ovlivnila historii in-line bruslení. V r. 1980 narazil Scotty Olsen v jednom sportovním bazaru v Minnesotě na pár jejich in-line bruslí. Uvědomil si, že pro trénování ledních hokejistů mimo sezónu je to ideální prostředek. Brusle začal vylepšovat, například zkrátil rám, posunul kolečka více k sobě pod brusli a zdokonalil patní brzdou. Po dvěstěletém vývoji začaly být in-line brusle životaschopné. Olsen rozjel malou výrobu, která postupně přerostla ve firmu Rollerblade, Inc.

V roce 1984 firmu prodal a noví majitelé začali s celosvětovým prodejem. Přidaly se další velké sportovní firmy a in-line brusle se dostaly z omezeného okruhu hokejistů mezi ostatní sportovce a veřejnost. V devadesátých letech pak začala dnešní velké móda in-line bruslení (www.speedskating.cz)

3 Technika jízdy na in-line bruslích s oporou

In-line bruslení se stalo oblíbenou sportovní činností, a to pro jeho ladnost pohybu, pro jeho funkčnost, ekonomiku pohybu a rychlost. V současné době se těší stále většímu zájmu používání holí při in-line bruslení. Pomocí holí dosáhneme toho, že se do lokomočního pohybu zapojí i svaly pletence ramenního a v důsledku čehož se z in-line bruslení stává sport komplexnější a pro pohybový systém příznivější. Zvětšuje se opěrná báze, pletenec ramenní je zapojen do režimu lokomoce formulací puncta fixa distálně.

Techniky u bruslení na in-line bruslích s holemi vychází z technik bruslení na běžeckých lyžích.

Na lyžích a podobně na in-line bruslích rozlišujeme kromě jiných především oboustranné bruslení jednodobé a oboustranné bruslení dvoudobé. Oba způsoby jsou se soupažným odpichem. Charakteristika pohybu nohou je u všech způsobů oboustranného bruslení obdobná. Základním pohybovým principem je odraz z vnitřní strany koleček jedné brusle, resp. lyže do jízdy stranou v odvrtném postavení po středové ploše koleček druhé brusle respektivě lyže.

V této práci se budeme podrobněji zabývat oboustranným bruslením jednodobým na in-line a to z toho důvodu, abychom výsledky měření mohli lépe srovnávat s běžeckým lyžováním, kde se tato technika používá nejčastěji. Tato technika se používá ve vyšších rychlostech oproti bruslení dvoudobému. Je také náročnější na stabilitu, jelikož se při ní jednotlivé pohybové kroky opakují s menší frekvencí. Tento fakt nám vyhovuje při analýze a porovnávání vybraných svalových skupin při in-line bruslení s oporou a bez opory.

Pohybový cyklus oboustranného bruslení se dělí na dvě části: skluz a odraz. Část odrazová je časově kratší a jezdec má v kontaktu s podložkou obě brusle. V průběhu této části probíhá odraz a hmotnost těla se přenáší z brusle odrazové na brusli skluzovou. Část skluzová je časově delší. Je charakteristická skluzem po podélné ose koleček na jedné brusli a současně přenosem odrazové nohy do základního postoje.

3.1 Kineziologické hledisko

Při bruslení se noha nezastavuje a nedochází tak „uchopení“ puncta fixa a k úplnému odvíjení chodidla od podložky. Opora je tak tvořena pouze v jednom rozměru o vnitřní hranu koleček jedoucí brusle. Pro člověka je přirozený způsob odrazu odvíjením chodidla. Odraz při bruslení odpovídá náhradnímu stereotypu při rozšíření báze na kluzkém terénu. Při narušení

rovnováhy dochází k rozšíření opěrné báze bipedálního tvora do stran. Rozšiřuje se stoj a opora proti gravitaci se realizuje blíže k vnitřním hranám chodidel. Tomuto stavu strukturálně odpovídají silné adduktory dolních končetin (o mnoho silnější než abduktory). Je proto pro nás přirozené udržování postury na ploše chodidla i u jeho vnitřní hrany. Přejít k vnější hraně způsobuje posturálně dyskomfort a nutí člověka ukročit stranou. (Gnad, Psotová, 2005)

Z vývojového hlediska se člověk nachází v nové situaci. Noha, která je určena pro oporu, je ve skluzu a v hraně jedoucí brusle je nalezena nová opora pro odraz do strany. Ve fázi odrazu při extenzi v kyčelním a kolením kloubu dochází k mírné plantární flexi hlezeního kloubu, což je ve směru přirozeného odrazu. Při bruslení v rozporu s kineziologickým obsahem bipedální chůze není noha pokládána před stojnou nohu a nezačíná se přitahovat k plantární flexi, ale naopak je pokládána vedle stojné nohy a je poslána do skluzu, aby později nedošlo k zastavení skluzu ve fázi odrazu. To se často děje právě u začátečníků. U začátečníků sem proniká pohybový stereotyp chůze, často našlapují před stojnou nohu, aby „uchopili“ terén, což je vzhledem k otáčivým kolečkům nesmyslné. Organizace pohybu v pletenci ramenním je rovněž odlišná. Při dvoudobém bruslení dochází podle ke křížení osy spojující ramenní klouby a osy spojující kyčelní klouby, i když paže již ve zkříženém vzoru nepracují. Kračmar tedy předpokládá, že minimálně první fázově posunutá paže pracuje v podobném režimu kvadrupedální lokomoce (Kračmar, 2002).

Při jednodobém bruslení je práce pletence ramenního a paží téměř symetrická. U bruslení tedy dochází k určité modifikaci zkříženého vzoru, kdy práce paží je fázově posunuta a blíží se práci synchronní (Vacková, 2004).

3.2 Oboustranné bruslení jednodobé s oporou

Oboustranné bruslení jednodobé je charakteristické jedním soupažným odpichem na každý odraz nohy. V lyžování se tento styl využívá převážně při závodech. Používá se na rovině, v mírném klesání i do mírného stoupání. Tento styl bruslení je charakteristický užším základním postojem a menším úhlem odvratu skluzové brusle, nižší frekvencí pohybu, dlouhým skluzem v jednooporovém postoji a výraznějším zapojením trupu do odpichu. Díky tomu je pohyb plynulejší a nejsou kladeny tak vysoké nároky na načasování odrazu (Gnad, Psotová, 2005).

Pohybový cyklus začíná na in-line, obdobně jako na lyžích základním postojem. Při přípravě na odraz hmotnost těla spočívá na stojné skluzové noze, brusle je v odvratném postavení a na podélné ose koleček. Koleno je nad skluzovou bruslí. Druhá noha je odlehčená, mírně pokrčená v kolenním kloubu a vzhledem ke skluzové brusli také v odvratu. Bok na této straně

je mírně zdvižen. Odlehčená noha je na úrovni nohy stojné. Obě paže jsou před tělem připravené k zahájení odpichu. Osa ramen je kolmo na podélnou osu skluzové brusle. Hmotnost těla je na stojné noze, která je ve skluzu a v odvratu vzhledem k pohybu. Druhá noha je odlehčená, mírně pokrčená v kolenním kloubu a zároveň v odvratu. Paže jsou před tělem na šířku ramen v úrovni brady. Trup míří do směru pohybu nad skluzovou bruslí. Na základní postoj navazuje soupažný odpich paží, odraz z vnitřních hran koleček zatížené brusle a přenášení hmotnosti těla na druhou brusli do skluzu. V průběhu odpichu se trup otáčí nad novou skluzovou bruslí, maximální předklon trupu je v okamžiku, kdy paže míjejí boky. Odpich je zahájen při skluzu v jednooporovém postoji a zašvihnutí paží po odpichu je současně s ukončením odrazu nohy. Paže po dokončení soupažného pohybu zašvihnou vzad. Pak uvolněně vykývnu spodním obloukem mírně pokrčeném loketním kloubu vpřed přibližně do výšky brady. Zároveň s přenosem paží je po odraze odlehčená noha přitahována pohybem v kyčelním kloubu do základního postoje. Důležitou roli při technice in-line bruslení hraje rovnováha. Úroveň rovnováhy značně ovlivňuje provedení skluzu především v jednooporovém postavení. Trup bruslaře je nakloněn směrem vpřed, což umožňuje efektivní využití odrazových schopností pro následné zrychlení.

Pohybový cyklus je ukončen přenosem paží a nohy do základního postoje ve skluzu na druhé noze. Následující pohybový cyklus provádíme na opačnou stranu (Gnad, Psotová, 2005). Na rychlost jízdy při bruslení má veliký vliv správně provedený odpich. Soupažný odpich paží má při bruslení velkou účinnost. Pohyb paží je zepředu dozadu nejúčinnější ve směru dvou rovnoběžných rovin. Jakýkoliv pohyb paží do stran je neúčelný. Při zahájení i ukončení odpichu by měly ruce být od sebe vzdáleny na šířku ramen. Tyto závěry vycházejí z biomechanických principů. Avšak pohyb paží pouze v sagitální rovině neodpovídá fyziologickému pohybu lopatky (Gnad, Psotová, 2005).

Vždyť i při chůzi jdou paže laterálně zezadu mediálně dopředu. Při rychlé chůzi se pohybují skoro ve frontální rovině, viz chůze. Tento diagonální pohyb je tedy fyziologický pro pohyb lopatky (Lánik, 1990). Při mírně diagonálním odpichu paží ze zevní rotace v předpažení do vnitřní rotace v zapažení pracují paže jakoby v 1. diagonále pro horní končetinu podle Kabata (Kračmar, 2002).

3.2.1 Fáze pohybového cyklu oboustranného bruslení jednodobého s oporou

Jeden pohybový cyklus oboustranného bruslení jednodobého dělíme stejně jako při běhu dvoudobém na dva běžecské kroky. Každý běžecský krok dělíme na dvě pohybové části, skluzovou (jednooporovou) a odrazovou (dvouoporovou), a ty dále na jednotlivé fáze. Ve skluzové části probíhá skluz a soupažný odpich holemi. Členíme ji na dvě pohybové fáze: skluz se zvyšováním a skluz se snižováním. V odrazové části probíhá odraz nohou jako hnací impuls, je zde jen jedna fáze: odraz (Gnad, Psotová, 2005).

Skluz se zvyšováním

Skluz se zvyšováním začíná v okamžiku oddálení odrazové nohy od podložky a končí zapíchnutím holí do podložky. V této fázi jede bruslař v jednooporovém postoji po podélné ose koleček. Skluzová brusle je v odvratu vzhledem k výslednému směru pohybu. Paže se vrací před tělo a krčí v loketním kloubu (bruslař se zdvihá na skluzové noze). Trup se vzpřimuje, odlehčená noha je po dokončení odrazu přitahována ke stojné noze. Osy ramen a boků jsou rovnoběžné a kolmé na podélnou osu skluzové lyže (Gnad, Psotová, 2005).

Pro jednooporový postoj ve skluzu je nutné, aby váha byla přesunuta na skluzovou lyži tak, aby byl umožněn co nejdelší skluz. Trup se postupně naklání nad skluzovou lyži, druhá odlehčená dolní končetina v unožení úklon trupu vyrovnává. Těžiště se postupně posouvá před opornou plochu (Gnad, Psotová 2005).

Skluz se snižováním

Tato fáze začíná v okamžiku zapíchnutí holí do podložky a končí v okamžiku odlehčení holí, což se časově shoduje s okamžikem položení nové skluzové brusle na podložku.

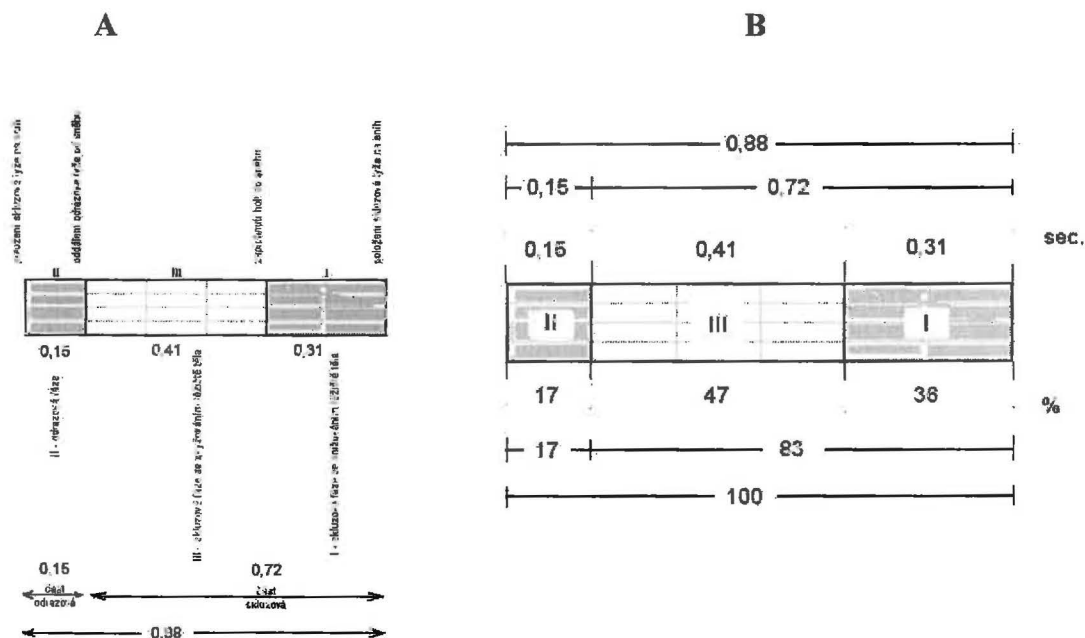
V této fázi pokračuje skluz v jednooporovém postoji na podélné ose koleček v odvratu a probíhá soupažný odpich holemi. Těžiště těla se snižuje v důsledku krčení skluzové nohy a zapojení trupu do odpichu holemi (trup se předklání). To umožňuje efektivní využití odrazových schopností pro následné zrychlení. V průběhu fáze se skluzová noha přiklání bérce k podložce a skluzová brusle se překlápí z podélné osy koleček na vnitřní hranu koleček a stane se bruslí odrazovou. Paže se od počátku až do ukončení odpichu napínají v loketním kloubu. V průběhu této fáze se osy ramen a boků otáčejí tak, že jsou v závěru fáze kolmo na podélnou osu nové skluzové brusle, která je těsně nad podložkou. Tato noha je výrazně pokrčená v kolenním kloubu (Gnad, Psotová, 2005).

Odraz

Odraz začíná v okamžiku položení nové skluzové brusle na podklad a končí oddálením odrazové nohy od podložky. Odraz je zahájen z polohy mírně pokrčené dolní končetiny postupným propínáním. Odrazová noha je postavena šikmo ke směru pohybu a před odrazem se ještě více pokrčí. Koleno se dostává mimo brusli. Následuje odraz z vnitřní hrany koleček odrazové brusle, odrazová noha se napíná v kolenním a kyčelním kloubu, celá palcová hrana chodidla tlačí do hrany brusle. Odraz probíhá přibližně na úrovni druhé nohy, která se zároveň se zahájením odrazu pokládá na podklad a stává se bruslí skluzovou. Odraz je dokončen dopnutím nohy v kolenním a kyčelním kloubu a oddálením brusle od podložky. Hlezenní kloub zůstává stále v mírné flexi. V momentě dokončení odrazu je osa ramen otočena kolmo na podélnou osu nové skluzové brusle (Gnad, Psotová, 2005).

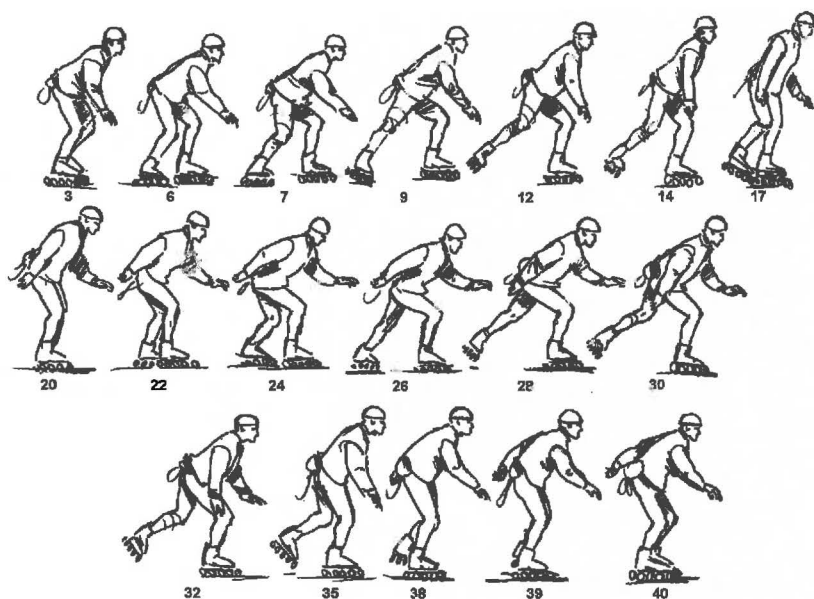
Trup musí být rovněž nakloněn do směru působení dolní končetiny tak, aby ve frontální rovině nebylo patrné zalomení v pase, viz obrázek č. 3

Časová charakteristika nebyla dosud na in-line s holemi zpracována, uvádíme ji proto pro orientaci na příkladu jednodobého bruslení oboustranného na běžeckých lyžích.

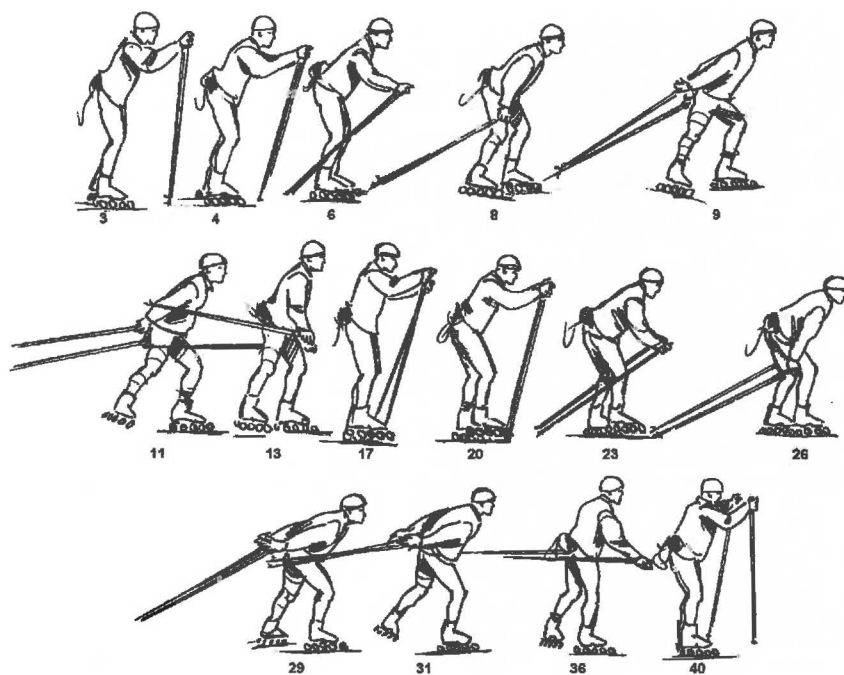


Obrázek č.1 (Psotová, 2007) Grafické znázornění členění jednoho pohybového půlcyklu u oboustranného bruslení jednodobého s vymezením uzlových bodů a pohybových fází (A) a s časovým a procentuálním zastoupením pohybových fází (B)

Pro představu uvádíme zobrazení in-line bruslení a in-line bruslení s holemi. Na obrázku 2 uvádíme kinogram pohybu při bruslení na in-line a na obrázku 3 kinogram pohybu bruslení na in-line s oporou a odrazem o hole.



Obrázek č. 2 Kinogram pohybu při bruslení na in-line bez opory



Obrázek č.3. Kinogram pohybu při bruslení na in-line s oporou

4 Zdravotní rizika běhu na lyžích

Všeobecná zdravotní rizika

Zapojením horních končetin do lokomoce je svalstvo celého těla rovnoměrně zatěžováno a tím rovnoměrně všestranně a harmonicky rozvíjeno. Jízda na in-line bruslích patří mezi sporty silově-vytrvalostního charakteru. Díky tomu by i při nadměrné zátěži nemělo docházet k nadměrnému přetížení a namožení svalů. Nemělo by tak docházet k trvalému poškození svalových úponů a kloubních spojení pohybového aparátu.

Mezi nejčastější zdravotní komplikace patří záněty šlach, které bývají nejčastěji na přední straně bérce (m. tibialis anterior), okolo hlezenního kloubu, nebo také na horních končetinách nad zápěstím a na předloktí. (Chovanec, 1983)

Jízda na in-line bruslích klade také zvýšené nároky na pohyblivost v kyčelním a ramenním kloubu. Pevné a vyšší boty eliminovaly poškození hlezenního kloubu. Zároveň však přesunula riziko úrazu z hlezenního kloubu na kolenní kloub. Díky lepšímu vybavení dosahují bruslaři také mnohem vyšší rychlosti, což zase zvyšuje riziko makrotraumatických ortopedických zranění...

Při bruslení se významně do pohybu adductory a zevní rotátory kyčelního kloubu, a to jsou svaly, které se při tradičním tréninku „na suchu“, jako je běh a jízda na kole, příliš neaktivují. (Butcher, Brannen, 1998) S tím se nedá však úplně souhlasit. Při bruslení se končetina vrací zpět po odrazu také pomocí gravitace. K podobným závěrům dochází i Minář, který zjistil, že při bruslení na ledě se adductory výrazně nezapojují (Minář, 2006). Bruslařská technika se stále vyvíjí a nyní je doba, kdy se na rovině a do mírného kopce používá oboustranné bruslení jednodobé, které klade zvýšené nároky na sílu horní partie těla zároveň se zvýšeným rizikem poranění. Při bruslení je extenze v kyčelním kloubu menší a je spojena zároveň s abdukci a zevní rotací v kyčelním kloubu. Pohyb horních končetin není pravděpodobně čistě v předozadní rovině, ale jde nepatrně diagonálně a končící odpich připomíná konec 1. extenční diagonály pro horní končetinu. Díky tomu, že pohyb pravděpodobně probíhá ač nepatrně v diagonálním uspořádání, který vyplývá z nejstarších pohybových vzorů, nemělo by docházet při bruslení k výraznému poškození ramenních kloubů (Kračmar, 2002). Zároveň také současná opora o obě horní končetiny pomáhá stabilizovat osový orgán. (Butcher, 1998)

5 Cíle a úkoly práce

5.1 Cíl práce:

Cílem této práce je kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při jízdě na in line bruslích s holemi a bez holí.

5.2 Úkoly práce:

1. Pomocí přenosného EMG přístroje vyšetřit sledované svalové skupiny při jízdě na in-line bruslích s holemi a bez holí.
2. Zpracování záznamů měření.
3. Porovnání práce zapojení svalových skupin v celém měřeném úseku a porovnání jednoho pohybového kroku.
4. Vyhodnocení výsledků měření.

Bakalářská práce má charakter případové studie. Jedná se o kvantitativní analýzu pohybu, založené na povrchovém polyelektromyografické sledování práce vybraných svalových skupin se synchronizovaným videozáznamem.

V diplomové práci, bych se chtěl věnovat zapojení vybraných svalových skupin pletence ramenního a jejich vlivu na stabilitu trupu při in-line bruslení s holemi a bez holí pro různé stupně tělesného postižení, zejména amputací.

6 Metodická část

6.1 Obecná charakteristika výzkumu

Bakalářská práce nemá experimentální charakter. Neovlivňovali jsme vstupní data a nesledovali jsme dynamiku sledovaných proměnných. Jedná se o případovou studii, kdy pomocí povrchové EMG byla snímána činnost vybraných svalů. Současně se snímáním EMG byl pořízen i synchronizovaný videozáznam. Záznam dat byl převeden do počítače a speciálním počítačovým programem upraven. Po zpracování naměřených dat bylo možno jednotlivým fázím pohybu přiřadit odpovídající EMG charakteristiku vypovídající o aktivitě sledovaného svalu.

Elektromyografie jako metoda objektivizace svalových funkcí vyvolává řadu kontroverzních názorů. Je nutné si uvědomit, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalu. Ale měříme elektrický potenciál, který existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejlépeji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.

Musíme brát také v potaz že:

Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na 1 osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřením (pocení, odlepení elektrody).

Při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem.

Zapojení velkého počtu motorických jednotek způsobuje deformaci křivky, vyplývající ze vzájemné interference.

Nemůžeme ani porovnávat svalovou práci dvou svalů. Musíme počítat s různou vodivostí kůže na různých místech těla, odlišnou silou podkožního tuku, různou velikostí motorických jednotek

Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody.

Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod.

6.2 Popis probanda

Proband je zdravý jedinec po silném redukčním programu. Během relativně krátké doby ztratil na váze 17 kg. Je to bývalý závodník v kanoistice na úrovni MT výkonnostní třídy.

Jízďe na in-line bruslích se věnuje pouze rekreačně. Můžeme tedy předpokládat, že jeho technika in-line bruslení bude vykazovat neefektivní svalovou práci a zřejmě ani nebude mít dostatečně zafixovaný pohybový stereotyp pro in-line bruslení. Tento fakt není pro naši práci směrodatný z důvodu, že se jedná o případovou studii, ve které chceme zjistit, zda je možné analyzovat rozdíly ve svalové práci vybraných svalových skupin při jízdě na in-line bruslích s holemi a bez holí.

6.3 Popis místa měření

Měření bylo provedeno 20.06.2007 na části cyklistické stezky v Praze Tróji. Zvoleným úsekem bylo mírné stoupání. Venkovní teplota byla 28° C. Měření bylo provedeno za dne a bezvětří..

6.4 Popis techniky měření a použitých instrumentů

Byl použit přenosný měřicí přístroj KAZE5 (vyvinutý na UK FTVS v Praze) se 7 kanály na snímání EMG potenciálů, 1 kanál pracovní pro synchronizaci videozáznamu. Váha přístroje s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu výzkumné osoby je 1,4 kg. Regulace citlivosti 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec. - 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série 1 - 7 měření převeden do přenosného PC, upraven specifickým softwarem KAZE5 a exportován do poslední verze programu Microsoft Excel. Byl pořízen synchronizovaný videozáznam. Pro analýzu byl použit nábor EMG při pokusu s nejvyšší mírou pravidelnosti snímaných EMG potenciálů. Z důvodu vysoké teploty jsme provedli pouze 5 měření na každou techniku. Více nebylo možné z důvodu zvyšujícímu se pocení těla probanda. Přilepené elektrody začaly odpadávat.

Vybavení probanda: in-line brusle Salomon RX 2003, ložiska ABEC 7, hole zn. AXON Vortex 95 C s poutky na suchý zip, 165 cm dlouhé. Proband měl hmotnost 73 kg při výšce 175cm.

6.5 Elektromyografie

Povrchová elektromyografie, neboli EMG, je vyšetřovací metoda umožňující snímání elektrické aktivity sledovaných svalů prostřednictvím povrchových elektrod.

Studuje svalovou funkci pomocí analýzy změn elektrického potenciálu, ke kterým dochází při aktivaci svalu. Depolarizace a repolarizace povrchové membrány svalového vlákna je prvotní zdroj změny elektrického potenciálu uvnitř svalu. Depolarizace membrány doprovází pohyb iontů, generující elektrické pole v blízkosti svalového vlákna. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v

blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Akční potenciál prochází při měření povrchového EMG přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. Záznam se nazývá elektromyogram. Obvykle má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potencionálů většího počtu motorických jednotek, dále jen MJ. Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale je výsledkem jejich interferencí v prostorovém vodiči - sval, kůže, elektrody (Rodová, Mayer, Vaňura, 2001).

Povrchové elektrody jsou obvykle menší kovové disky, které se fixují na odmaštěnou kůži leukoplasty. Nejsou vhodné pro vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, protože zachycují potenciály z větší plochy, takže se zaznamenává aktivita z více MJ. Podle účelu použití se elektrody dále dělí na registrační, zemní a stimulační, které jsou speciálně upraveny pro vyvolání stimulace. Registrační elektrody mohou být jehlové i povrchové. Aktivní elektroda snímá elektrickou aktivitu a je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou. Výsledný EMG signál je rozdílem napětí mezi aktivní a referenční elektrodou. Zemní elektrody jsou povrchové, obvykle ve formě fixovatelné páskové elektrody. EMG signál, získaný pomocí povrchových elektrod, ve srovnání s jehlovými elektrodami umožňuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu díky větší ploše, ze které je záznam získáván. EMG záznam, získaný pomocí povrchových elektrod, obsahuje výsledný zápis interferenční činnosti mnoha MJ. Je snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách. Povrchové EMG je neinvazivní, jednoduše proveditelné vyšetření (Rodová, Mayer, Vaňura, 2001).

Povrchový EMG záznam nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, ale neposkytuje žádnou bližší informaci o elektrické aktivitě jednotlivých přilehlých motorických jednotek. Nevýhodou použití povrchové EMG jsou nepřesně definovatelné polohy povrchových elektrod vůči aktivním motorickým jednotkám jednotlivých svalů. Obecně je doporučována vzdálenost elektrod 10 mm ve stopě střední linie svalu v oblasti největšího bříška svalu (De Luca, 1993). Při práci v terénu se prakticky nevyhneme náboru artefaktů, jejichž objektivní odstranění ze získaných dat je velmi problematické. Odchytky mohou být způsobeny elektrickými rušivými vlivy z okolí, mechanickými vlivy (proměnná velikost přechodového napětí mezi elektrodou a kůží), záznamem napětí z jiného svalu. Pro získání kvalitního EMG záznamu je nutné přesné optimální nastavení přístrojů, věrné zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách (bipolární svod), zabránění artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svaly. Povrchová EMG je využívána v mnoha vědních oborech: v neurologii, neurofyziologii,

fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a dalších oborech. V biomechanice dominují tři aplikace při používání povrchového EMG: ukazatel zahájení svalové aktivace udává informace o silových přírůstcích vyvolaných jednotlivými svaly nebo skupinou svalů. V oblasti kineziologických studií se povrchové EMG využívá při vyšetřování aktivity jednotlivých svalů, timingu, tzn. aktivace konkrétního svalu v čase. EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní či nikoli, popř. míru svalové aktivity. Dále slouží k pozorování ko-aktivace svalů v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vliv zátěže na svalovou funkci. Umožňuje zhodnotit průběh terapeutického procesu nebo efektivitu tréninku. Pomocí povrchového EMG lze při vyšetřování komplexních pohybových vzorů sledovat okamžik a rychlost nástupu svalové aktivity vybraných svalů i relativní poměr jejich zapojení. Metodika povrchového měření EMG je uznávána jako vhodný prostředek vyšetření pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Vaňura, 2001). Katedra Sportů v přírodě při FTVS využívá přenosný EMG přístroj, který byl vyvinut pracovníky fakulty a jsou v jediné, kdo je schopen provádět kineziologické měření mimo stěny laboratoří.

6.5.1 Metodologická poznámka

Elektromyografie jako metoda objektivizace práce pohybové soustavy má řadu omezení. Následující poznámka je uvedena po konzultaci (Kračmar, 2007, ústní sdělení).

Elektromyografie jako metoda objektivizace svalových funkcí vyvolává řadu kontroverzních názorů. Je nutné si uvědomit především, že:

1. Neměříme svalovou sílu. Neměříme práci. Měříme elektrický potenciál, snímáný na topicky přesně vymezeném místě. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té teprve na práci svalu.
2. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními. Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků.
3. Zapojení velkého počtu motorických jednotek vyplývající ze vzájemné interference při polarizacích svalových vláken způsobuje deformaci křivky. Přibližně od zapojení více jak 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi.

4. Bezvýznamná je snaha o poměrné posouzení svalové práce mezi dvěmi různými svaly. Do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek a další.

Domníváme se, že při vyhodnocení EMG je rozhodující posouzení timingu nástupu a odeznění svalové aktivity. Jako podpůrný byl sledován ukazatel celkové svalové práce při 1 krokovém cyklu. Z každé činnosti bylo hodnoceno 60 kroků. Dle citlivosti kanálů byly křivky převedeny na srovnatelnou úroveň. Pro výpočet průměrného krokového cyklu jsme použili srovnání časové osy x a aproximaci křivky pomocí polynomů.

6.6 Design výzkumu

Výběr svalových skupin byl omezen:

- a) stanovením svalových skupin podílejících se na odpichu holemi
- b) počtem přenosových kanálů

Proband byl sledován při několika jízdách (při jednodobém bruslení v trvání cca 10 sec. Proband nejel maximální rychlostí, ale soustředil se na správné technické provedení pohybu. Vyhodnocen byl vždy desetivteřinový úsek.

Pro časoprostorovou charakteristiku jízdy byl proband natáčen čtyřmi digitálními videokamerami s elektronickou synchronizací záznamu s EMG přístrojem. Byl sledován timing nástupu a odeznění aktivace jednotlivých svalů a jejich relevantní zapojení do pohybu v porovnání s jejich klidovým stavem, resp. stavem jejich nízké aktivity. Proto mohla být vyladěna snímaná aktivita EMG křivky tak, aby byla rozprostřena dostatečně na ose a aby tak byly dostatečně čitelné změny aktivace. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace náboru EMG křivky. Elektrody jsme umístili na tyto svaly:

1.m.trapezius, pars descendens, sin.

2.m.serratus anterior, sin.

3.m.trapezius, pars ascendens, sin.

4.m.pectoralis major, sin.

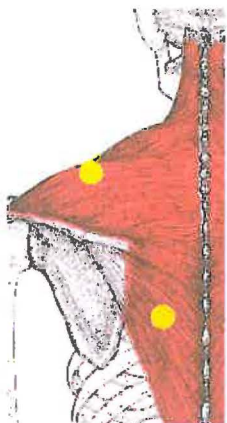
5.m.erector trunci(L2)sin.

6.m. infraspinatus sin.

7.m.latissimus dorsi sin.

6.7 Funkce měřených svalových skupin

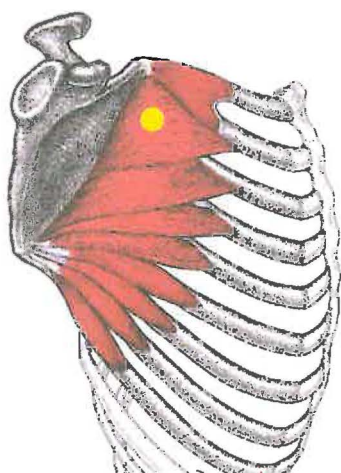
Musculus trapezius (sval trapézový)



Obrázek č.4 *Musculus trapezius* (Travell, Simons, 2005) , s vyznačením lokalizace elektrod.

je rozsáhlý plochý sval tvaru kosočtverce se základnou probíhající podél krční a hrudní páteře a s vrcholy v ramenní krajině. Odstupuje od protuberantia occipitalis externa, od přilehlé části linea nuchae a dále od trnových výběžků všech hrudních obratlů. Delší počáteční šlachy v oblasti cervikothorakálního přechodu podmiňují s druhostrannými snopci vznik poměrně rozsáhlého aponeurotického políčka – speculum rhomboideum. Od dlouhého začátku se svalové snopce sbíhají směrem k ramenu. Vzniká tak několik svalových komponent. Pars descendens sestupuje k zevnímu konce klíční kosti. Její funkcí je elevace lopatky. Pars transversa probíhá horizontálně ke spina scapulae a addukuje lopatku. Pars ascendens vystupuje k mediální části spina scapulae a provádí mediokaudální posun – depresi lopatky. Při fixované horní končetině extenduje horní (descendentní) část m. trapezius hlavu a krční páteř. Při oboustranné kontrakci v celém průběhu svalu dojde k vypnutí hrudníku. Sval je aktivován také na konci forsírovaného výdechu. Funkční porucha trapézového svalu významně ovlivňuje držení hlavy a držení horní poloviny těla vůbec. Inervaci zajišťuje n. accessorius a větve z plexus brachialis.

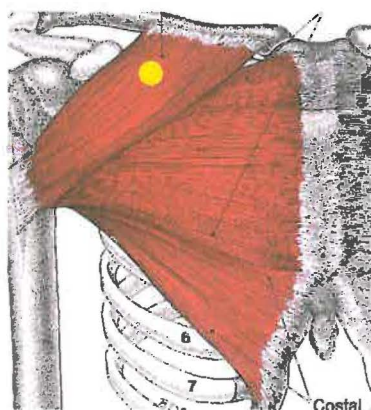
Musculus serratus anterior (pilovitý sval přední)



Obrázek č. 5 Musculus serratus anterior (Travell, Simons, 2005), s vyznačením lokalizace elektrod.

je velký plochý sval uložený na boční straně hrudníku. Začíná pilovitě od devíti kraniálních žeber, přičemž dolní okraj svalu se zasouvá mezi podobně upravené snopce m. obliquus abdominis externus. Přikládá se na boční a zadní stranu hrudníku a upíná se po celé délce mediálního okraje lopatky. Sval přitahuje lopatku k hrudníku a rotuje její dolní úhel zevně, čímž obrací kloubní jamku nahoru. Napomáhá tak předpažení a vzpažení nad horizontálu. Je-li lopatka fixována, zdvihá tento sval žebra. Je tedy také auxiliárním inspiračním svalem. Inervace je z n. thoracicus longus.

Musculus pectoralis major (velký sval prsní)

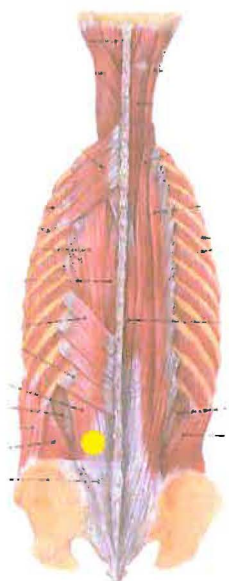


obrázek č. 6 Musculus pectoralis major (Travell, Simons, 2005), s vyznačením lokalizace elektrod.

M. pectoralis major začíná přibližně na $\frac{1}{3} - \frac{1}{4}$ mediální části klíční kosti, na laterálním obvodu manubrium a corpus sterni, a menším množstvím snopců také na kraniální části pochvy přímého břišního svalu. Z tohoto rozsáhlého začátku se jeho vlákna sbíhají do oblasti ramenního kloubu a mohutnou úponovou šlachou inserují na crista tuberculi majoris. Velký prsní sval zcela zakrývá m. pectoralis minor a m. subclavius vrstvy prostřední.

Funkce: addukce v ramenním kloubu (připažení), spojené s vnitřní rotací paže a protrakcí ramene (oboustranná akce vyvolává pohyb jako při obejmutí). Spolu se širokým svalem zádovým je nejmohtnější adduktorem vzpažené horní končetiny. Za visu přitahuje trup k náradí (spolu s širokým svalem zádovým a ve spolupráci s dolní částí pilovitého svalu předního a svalu trapézového). Klíčková část se účastní předpažení, břišní část se uplatňuje při depresi ramene. Při fixovaných pažích (např. opřením o desku stolu) zvedá oboustranná akce hrudník a tím napomáhá vdechu (patří k tzv. pomocným svalům dýchacím). Dále byla jeho aktivita prokázána při připažení ze vzpažení, ale pouze proti odporu.

Musculus erector trunci (vzpřimovač trupu)



Obrázek č. 7 *Musculus erector trunci* (Čihák, 2001), s vyznačením lokalizace elektrod.

Jsou silné svazky svalů, které jsou připojeny zezadu k páteři od kosti křížové kraniálně až po occiput. Jako celek se označuje m. erector trunci (et capitis), název je odvozen od oboustranné akce tohoto svalu – vzpřimování trupu a zaklání hlavy. Celkem se v erector trunci rozlišují od povrchu do hloubky čtyři systémy, každý je charakteristický svým průběhem snopců a tedy i funkcí. Všechny systémy jsou inervovány rr. dorsales míšních nervů.

Systém spinotransverzální

Je to nej povrchnější vrstva. Snopce probíhají od trnových výběžků vzhůru přes více obratlů k příčným výběžkům kraniálnějších obratlů. Tento systém vytváří podél páteře tři celky: m. splenius, m. longissimus a m. iliocostalis.

Funkce: snopce spinotransverzálního systému jdou šikmo kraniolaterálně a táhnou hlavně za příčné výběžky kraniálnějších obratlů. Při oboustranné akci: extenze páteře a hlavy, při jednostranné akci: úklon páteře, rotace homolaterálně.

Systém spinospinální

Spojuje processus spinosi obratlů. Je uložen mediálně od m. longissimus, zčásti překrýván snopci tohoto svalu. Komplex se označuje m. spinalis.

Funkce: extenze páteře.

Systém transversospinální

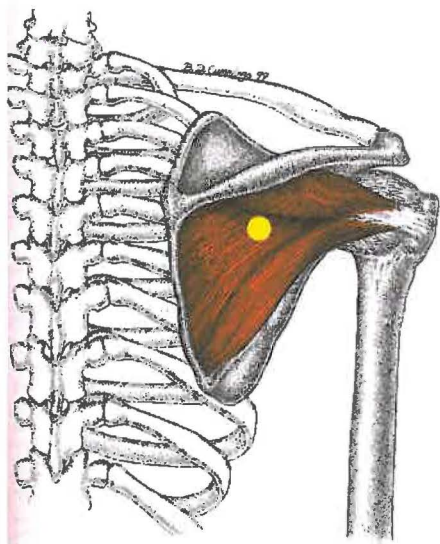
Má snopce opačného směru a průběhu než systém spinotransversální. Snopce přebíhají jeden a více páteřních segmentů. Tento komplex se označuje m. transversospinalis. Jsou zde pod sebou položeny ve třech vrstvách m. semispinalis, mm. multifidi, mm. rotatores.

Funkce: při oboustranné akci: extenze trupu, při jednostranné akci uklání páteř a hlavu homolaterálně a rotuje kontralaterálně.

Systém krátkých svalů hřbetních

Je tvořen drobnými svaly mezi sousedícími obratli, je uložen nejhlouběji z celého erector trunci.

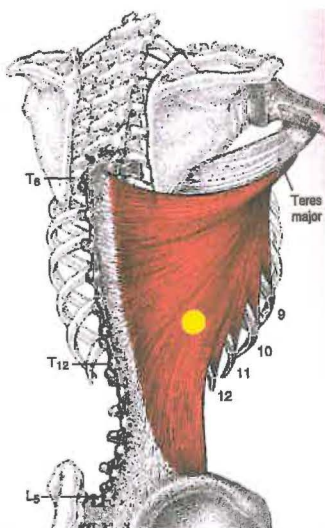
Musculus infraspinatus (sval podhřebenový)



Obrázek č.8 Musculus infraspinatus (Travell, Simons, 2005), s vyznačením lokalizace elektrod.

Musculus infraspinatus (sval podhřebenový) leží pod spinou scapulae, kde také začíná na ploše lopatky. Upíná se na zadní straně ramenního kloubu, pod úponem předchozího svalu, tedy na tuberculum majus humeri o něco níž. Funkčně je to zevní rotátor. Inervován je jako m. supraspinatus prostřednictvím n. suprascapularis.

Musculus latissimus dorsi (široký sval zádový)



obrázek č. 9 Musculus latissimus dorsi (Travell, Simons, 2005), s vyznačením lokalizace elektrod.

Začátek svalu:

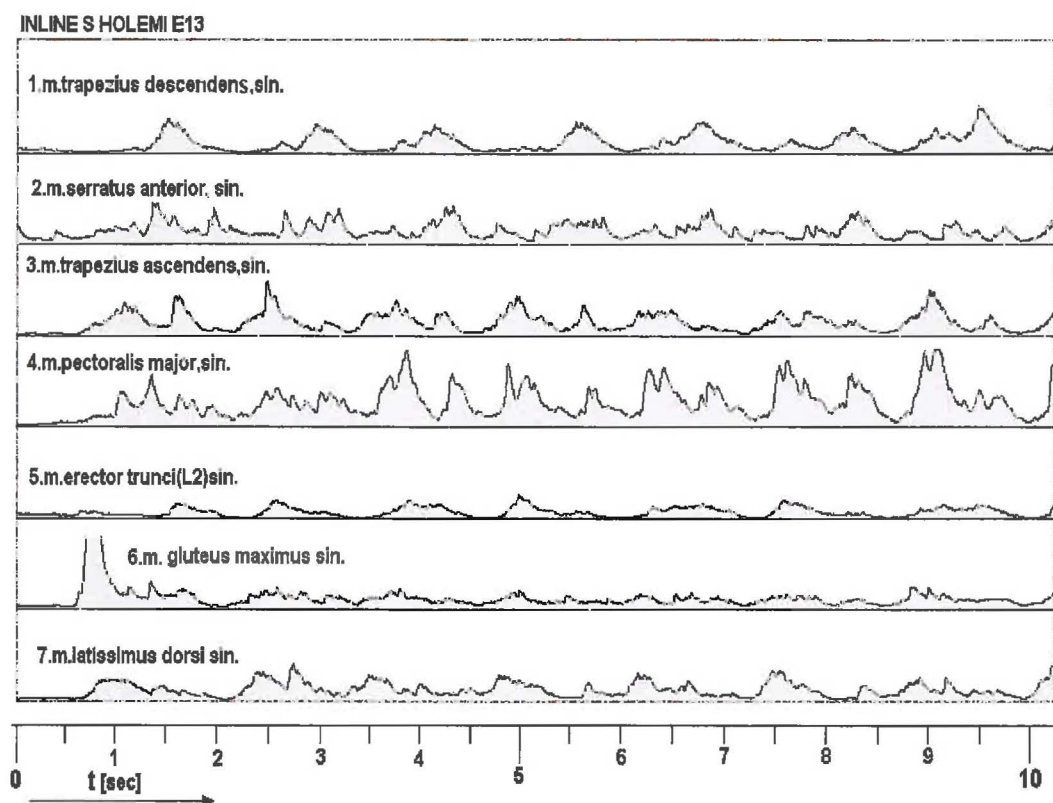
- prostřednictvím aponeurózy nazvané fascia thoracolumbalis od dorsální části crista iliaca, od dorsální plochy kosti křížové a od trnů bederních obratlů
- od tří kaudálních žeber
- od trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů (Th 12 až Th 7–8) a zpravidla ještě několika snopci od povrchové fascie m. teres major

Úpon svalu: k úponu se sval zužuje, překrývá dolní úhel lopatky a upíná se silnou šlachou na humerus, crista tuberculi minoris.

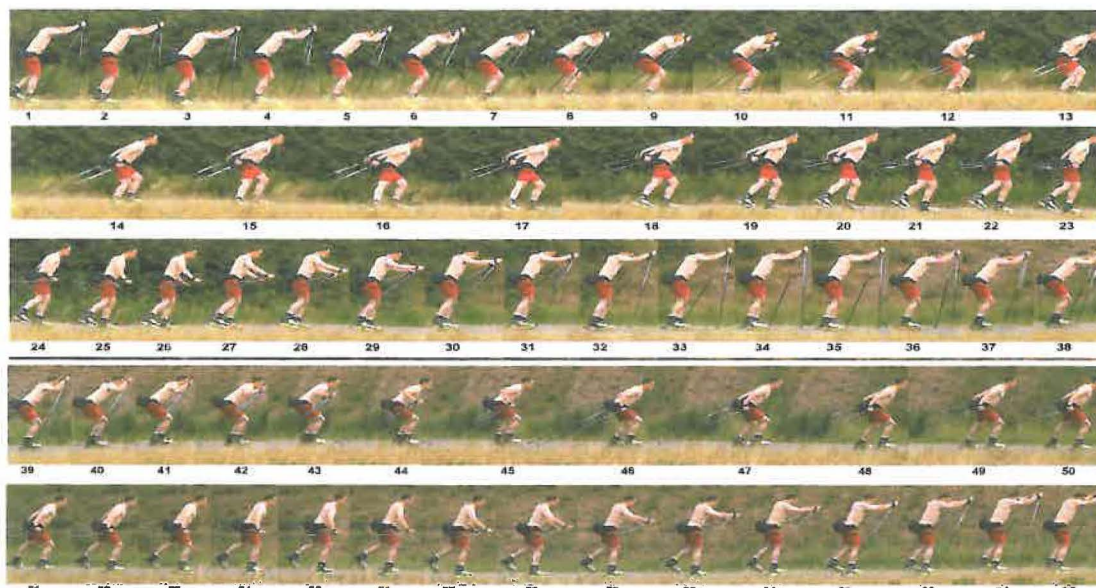
Funkce: addukce a vnitřní rotace humeru. Dorsální flexe (extense) humeru v kloubu ramenním, spolu s teres major a se spinální částí svalu deltového. Při fixované paži sval zdvihá žebra a stává se pomocným svaem vdechovým (Čihák, 2001).

7 Výsledky práce

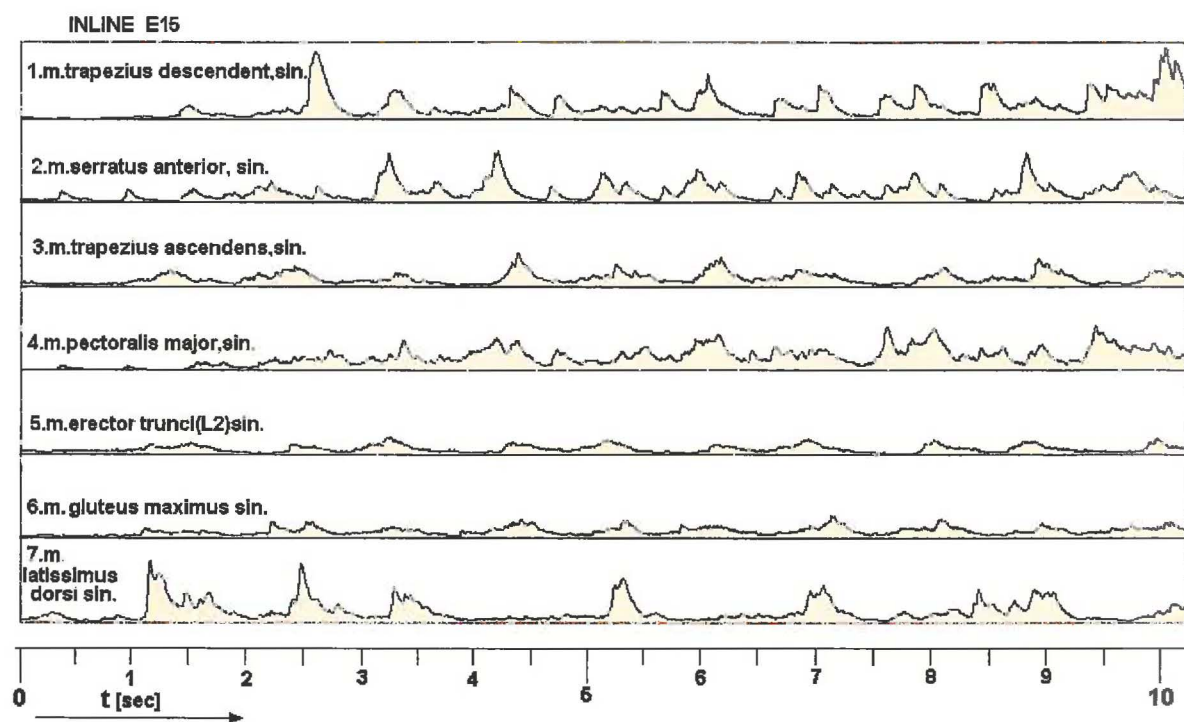
Uvádíme srovnávací EMG grafy (*graf 1,2* bruslení s lyžařskými holemi a bez holí. Dále uvádíme srovnávací graf (*graf 3*) jednoho pohybového kroku s vyznačením maximálních peaků. Grafy jsou doplněné kinogramy (*obrázek 10,11*).



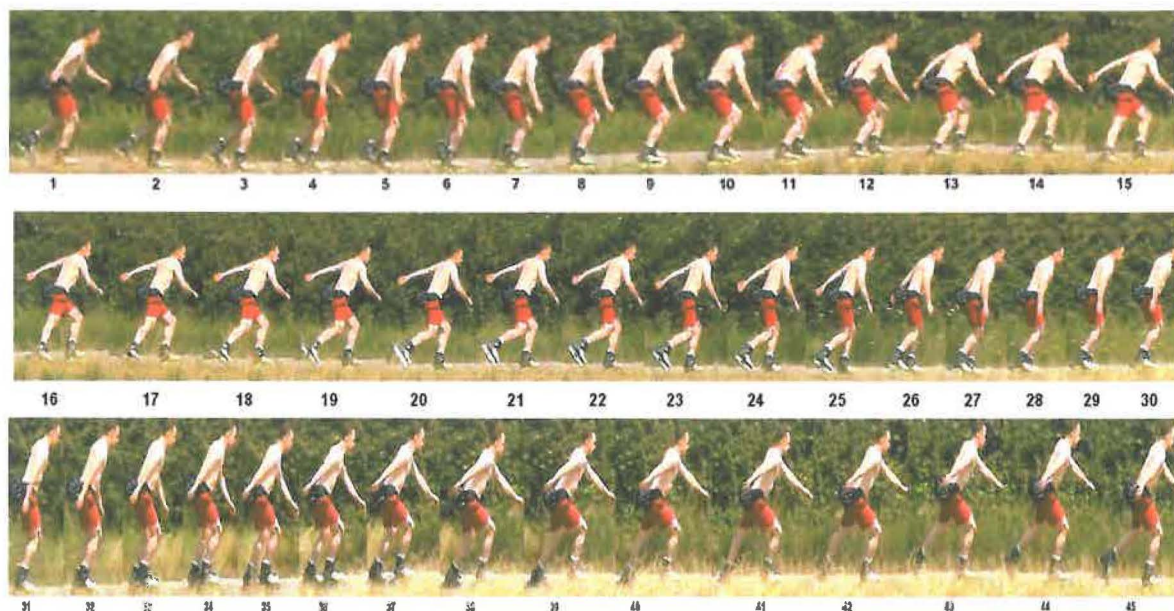
Graf č. 1 grafické znázornění jednoho pohybového cyklu in-line bruslení s holemi



Obrázek č. 11 Kinogram jednoho měřeného cyklu in-line bruslení s oporou

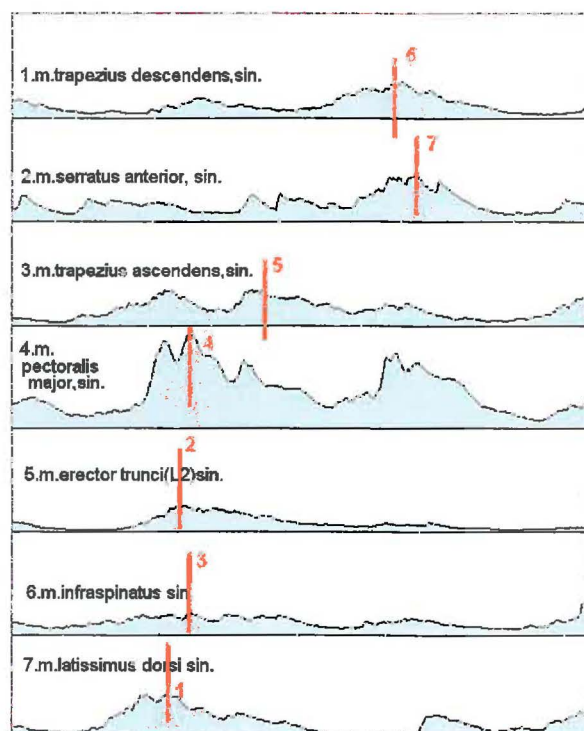


Graf č. 2 grafické znázornění jednoho pohybového cyklu při in-line bruslení bez holí

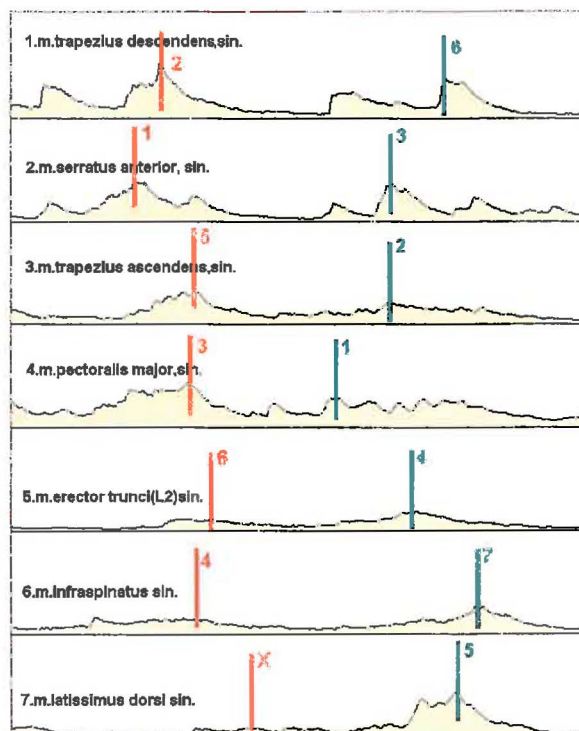


Obrázek č. 10 Kinogram jednoho měřeného cyklu in-line bruslení bez opory

BRUSLENÍ INLINE S HOLEM 1 KROK E13



BRUSLENÍ INLINE BEZ HOLÍ 1 KROK E15



Graf č.3 Grafické srovnání jednoho kroku s vyznačením maximálních peaků při in-line bruslení s oporou a bez opory, čísla vyznačují pořadí zapojení maximálních peaků, červené peaky znázorňují část odrazovou, modré peaky v části in-line bez holí znázorňují část neodrazovou.

8 Diskuze

V této práci jsme se zabývali kineziologickým rozbořem vybraných svalových skupin při in-line bruslení s holemi a bez holí. Kineziologický rozbor jsem prováděl přenosným EMG přístrojem a výsledky měření jsem zapracoval do grafů, (grafy 1–3) na jejichž základě jsem došel k těmto výsledkům.

Při lokomočním působení při in-line s holemi a bez holí nacházíme funkční rozlišení m. trapezius, při jízdě bez holí pracuje sval společně, při jízdě s holemi odděleně. Musculus trapezius, pars ascendens při záběru pažemi s holemi se přizpůsobuje aktivaci hlavního lokomočního svalu musculus latissimus dorsi.

Aktivace zevního rotátoru musculus infraspinatus odpovídá aktivaci vnitřního rotátoru v ramenním kloubu musculus pectoralis major u obou typů lokomoce, u in-line bez holí nastupuje masivně po pohybu paže směrem vzad po odeznění aktivace dalšího vnitřního rotátoru musculus latissimus dorsi.

Z grafu č.3 je patrné, že musculus pectoralis major u bruslení s holemi vykazuje opravdu masivní aktivaci, plocha pod EMG křivkou vypovídá o velkém antigravitačním úsilí v průběhu odpichu. (Obrázek č.12)



Obrázek č. 12 Antigravitační úsilí v průběhu odpichu.

Tato masivní aktivita zřejmě souvisí i s příliš dlouhými holemi. Při tomto otevřeném úhlu v ramenním kloubu přejímá m. pectoralis major částečně lokomoční funkci, m. latissimus dorsi působí lokomočně od okamžiku, kdy se paže dostává do polohy pod 90° z bočního pohledu. Na obrázku vidíme „vyrýsování“ m. latissimus dorsi až v poloze kolem 90°, jak ukazuje obrázek č.13.

Musculus pectoralis major vykazuje také nezanedbatelnou aktivitu při in-line bruslení bez holí. Tento sval by se neměl do lokomočního působení při in-line bruslení zapojovat takovou měrou. Tuto zvýšenou aktivitu dáváme do souvislosti s nezafixovaným správným pohybovým stereotypem zvoleného probanda.



Obrázek č. 13 M. latissimus dorsi se zviditelňuje na povrchu těla v druhé pozici, tedy při úhlu v ramenním kloubu 90° a méně

Musculus serratus anterior a musculus trapezius, pars ascendens pracují v kokontrakci při vymezení polohy lopatky, nacházíme posunutý timing. Musculus serratus anterior a musculus trapezius, pars ascendens normálně tvoří pohybovou jednotku, která určuje nastavení lopatky směrem buď laterálně, ventrálně a kraniálně nebo mediálně, dorzálně a kaudálně, čímž v jednom směru tak ovlivňují nastavení lopatky pro práci ramenního kloubu. Tato nesplněná skutečnost v našem měření svědčí o nižší úrovni koordinace v oblasti pletence ramenního v našem měření.

Mohutná aktivace musculus trapezius, pars descendens koresponduje s propadnutím ramen při odpichu, může souviset s oslabením mezilopatkového svalstva. (Obrázek č.14)

Musculus latissimus dorsi vykazuje evidentně větší aktivitu při jízdě in-line s holemi, což je patrné z plochy pod EMG křivkou (graf č. 3) ve smyslu kapitoly (Metodologická poznámka).



Obrázek č.14 Propadnutí ramen při odpichu

Míra aktivity mm.erectores trunci (spinae) by se snížit neměla v době působení musculus latissimus dorsi. Tento zádový plochý sval při svém lokomočním působení částečně nahrazuje funkci vzpřimovačů páteře a pomáhá držet stabilitu zádové oblasti trupu.

V našem případě se jedná o diskoordinaci svalové aktivity na ventrální i dorzální straně trupu, způsobenou zřejmě fixací chybného hybného stereotypu. Ten vychází z insuficientních mezilopatkových svalů a šíří se do oblasti celého trupu. Nesprávné držení je viditelné na videozáběru. Mm.erectores trunci (spinae) zvyšuje svoji aktivitu s nárůstem aktivity musculus latissimus dorsi i s musculus pectoralis major. Posledně jmenovaný sval působí chybně mohutně protigravitačně a díky příliš otevřenému úhlu v ramenním kloubu při zahájení odpichu přebírá zpočátku lokomoční funkci m. latissimus dorsi (obr. č. 15).



Obázek č. 15 Insuficience mezilopatkových svalů

Bakalářská práce neměla experimentální charakter. Jedná se o analytickou studii, rozebírající lidský pohyb. Tuto práci bych chtěl použít jako pilotní studii pro Diplomovou práci. Rád bych výsledky této studie aplikoval na skupiny se zdravotním postižením, zejména lidem postiženými amputacemi.

9 Závěr

Provedená kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při jízdě na in line bruslích s holemi a bez holí ukázala na výraznou změnu hybného stereotypu při zapojení paží a pletence ramenního do lokomoce. Dokladem je pořadí maximálních peaků při jednom vybraném kroku při provedení s holemi a bez holí. V maximálním peaku sval dosahuje největší aktivity, což znamená, že jeho zapojení je v pohybovém kroku největší.

V diskuzi formulované skutečnosti poukázaly na nevhodný hybný stereotyp probanda při jízdě na in-line s holemi, byla nalezena insuficience mezilopatkového svalstva, záměna lokomočního působení z dorzální na ventrální stranu trupu v počátku odpichu a nepřiměřeně velké protigravitační působení musculus pectoralis major.

Úkoly práce byly splněny.

Pomocí přenosného EMG přístroje byly vyšetřeny vybrané svalové skupiny při jízdě na in-line bruslích s holemi a bez holí.

Zpracování záznamů měření a vyhodnocení výsledků bylo provedeno kvantitativně kvalitativní metodou. Pro přesnější evaluaci EMG křivky bude nutné použít složitější metodiky zpracování, přesahující doporučený rozsah bakalářské práce.

10 Seznam bibliografických citací a jiných zdrojů

1. DONOWSKI, T. S., WRATNEY, M.J, Age and sex related to muscle weakness. Arch. Phys. Med. Rehab., 1959, No. 40, p. 516 – 520.
2. DVOŘÁK, F., MAŠKOVÁ, L., WEISSHAUTEL, J. *Běh na lyžích*. Praha: Olympia, 1992.
3. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2001.
4. CHOVANEC, F., POTMĚŠIL, J., JAVORSKÝ, M. *Běh na lyžích*. Praha: Olympia, 1983.
5. GNAD, T., PSOTOVÁ, D. *Běh na lyžích*. Karolinum, Praha, 2005.
6. JANDA, V. *Vyšetřování hybnosti*. Praha: Avicenum, 1981.
7. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: ID VPVZ, 1982.
8. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně, 1984.
9. JANURA, M., RODOVÁ, D., MAYER, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 173 – 177
10. JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966.
11. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly ze sportovní kineziologie*. Ostrava: Metasport. 1986.
12. KADAŇKA Z. BEDNAŘÍK J. VOHÁŇKA S. *Praktická elektromyografie*. Brno: IDVPZ, 1994.
13. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4., s. 142 – 147.
14. KOLÁŘ, P. Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1996, č. 4, s. 152 – 155.
15. KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 4, 2002, s. 152 – 164
16. KRAČMAR, B. Funkční centrace kloubů při nastavení výchozí polohy při nácviku oblouků na lyžích. *Česká kinantropologi*, 2002, č. 1, s. 74 – 92.
17. KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. In: *Sborník příspěvků mezinárodní konference Pohyb a zdraví*. Olomouc, 2001, s. 296 – 300.
18. KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 2001, č. 3, s. 157 – 170.
19. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002.

20. KRAČMAR, B. Přednášky. UK FTVS v Praze, 2003 – 2005
21. LÁNIK, V. *Kineziológia*. Martin: Osveta, 1990.
22. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Heidelberg – Leipzig: J. A. Barth Verlag, Hüthig GmbH, 1996.
23. MINÁŘ, L. *Pohybové vzory bruslení a odrazových cvičení v tréninku ledního hokeje*. Diplomová práce. UK FTVS v Praze, Praha 2006.
24. PAVLŮ, D. Přednášky. FTVS UK v Praze, 2000–2006.
25. PSOTOVÁ, D. *Analýza kinematografického záznamu pohybu lyžaře běžce při bruslení na lyžích a kolečkových lyžích*. Disertační práce. Praha, FTVS v Praze, FTVS 2007, v tisku.
26. ROMER, A.S. *The vertebrate body*. Philadelphia. Saunders 1970.
27. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual*. Vol. 3. Baltimore: Williams & Wilkins 2005.
28. STRNADOVÁ, M. *Analýza zapojování svalových řetězců při záběru vpřed na kajaku ve sjezdu na divoké vodě*. Diplomová práce. Praha, FTVS UK, 2004.
29. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce. UK FTVS v Praze, Praha, 2004.
30. VAŘEKA, I. Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*, 2000, roč. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha, Univerzita Karlova 1995, s. 24.
31. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha, Grada Publishing 1997.
32. VÉLE, F. Přednášky. UK FTVS v Praze, 2003 – 2005
33. ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Grada Publishing 2001

www zdroje:

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/search.php>

www.in-line-online.cz

www.speedskating.cz